

А.Р. КОРСУНОВ, канд. техн. наук, доцент УИПА (г. Харьков)

МЕТОДИКА ФОРМИРОВАНИЯ СИГНАЛОВ НЕЙРОСТИМУЛЯЦИИ В ОБЩЕМ ПРОСТРАНСТВЕ СРЕДСТВ СОЧЕТАННОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА БИООБЪЕКТЫ

У статті проаналізовані існуючі засоби нейростимуляції, обґрунтовано пріоритетний метод електроакупунктури та розроблено методи формування необхідних при цьому сигналів стимуляції в комплексі електромагнітного впливу на біооб'єкти.

In article is analysed modern equipment of nerv stimulation, is grounded primary method elektroacupuncture According to Voll (EAV) and manufacture of method forming the necessary signals for stimulation, which enter a complex of electromagnetic influence on biostructure.

Постановка проблемы. Уже первые исследования взаимодействия биоструктур с внешним электрическим сигналом стали основой формирования и соответствующего канала связи. Обозначилась область исследования процессов формирования соответствующих электромагнитных сигналов по влиянию на биоструктуры и необходимых при этом каналах связи.

Воздействие электрического тока на органы и ткани биообъектов называют электрической стимуляцией [1]. При этом необходимо подчеркнуть то обстоятельство, что электрический ток в биологических тканях вызывает усиление функциональной активности систем, органов и тканей [2]. Анализ процессов электростимуляции указывает на несколько типов структур, близких по своим электрофизиологическим свойствам, как объектам воздействия, а именно: нервные структуры на уровне центральной нервной системы, спинного мозга, периферических проводников и рецепторов [3].

Область приложения по специфичности воздействия охватывает примерно 15 специализаций [4], что не позволяет практическому врачу выявить наиболее обобщённую систему стимуляции для медицинской практики [5, 6].

Анализ литературы. Существует расширенный функциональный комплекс аппаратуры «Элиман» [7], который включает в себя чрескожные электростимуляторы «Элиман-101, 206, 401», представляющие различные типы конструкций широкого применения.

Аппарат «Элиман-101» состоит из задающего генератора стимулов с частотой 100...250 Гц [8]. Предусмотрен контроль тока стимуляции для дозировки лечебного воздействия. Имеется ручная регулировка частоты следования. Аппарат «Элиман-206» [9] в отличие от аппарата «Элиман-101»

для повышения эффективности воздействия содержит два независимых канала. В отличие от существующих в отечественной и зарубежной практике двухканальных стимуляторов, не позволяющих отдельно регулировать временные параметры стимула по отдельным каналам воздействия [10], аппарат «Элитан - 206» обладает независимой регулировкой как амплитуды, так и длительности стимулов по каждому каналу. Указанные каналы структурно мало отличаются от устройства предыдущего прибора. Имеют те же органы управления, но только для обоих каналов отдельно. Снабжены выключателями, что обеспечивает возможность работы в одноканальном режиме.

Анализ показал, что широкая номенклатура приборов электрической стимуляции с узкой специализацией по каждой составляющей ограничивает внедрение этого класса технических средств в арсенал практического врача. Кроме того, заметно техническое отставание приборов от достижений цифровых методов управления и средств телекоммуникаций, особенно в части программного, дистанционного управления и контроля.

Цель статьи. Выявить специфические особенности распространения и возбуждения сигнала стимуляции, обосновав тем самым методические основы разработки приборов нейростимуляции на базе цифровых средств управления и сопряжения с серверами локальных сетей. Подобный подход позволит методы и аппаратуру нейростимуляции включить в комплекс электромагнитного воздействия на биообъекты, объединяемого телекоммуникационной сетью. При этом расширится пространство сочетанных методов электромагнитного взаимодействия с биоструктурами.

Основной материал исследования. Несмотря на целый ряд неясностей в настоящее время установлено [3], что нервные импульсы в каком-либо одном волокне имеют постоянную амплитуду и форму и что ни сила ни качество раздражения не влияют на их характеристики. На основании этого делается вывод, что интенсивность ощущения и двигательной реакции регулируется посредством изменения частоты импульсов и числа активных волокон. При этом информационное значение имеет не только частота импульсов, но и распределение их на временном интервале (кодирование).

Важно то, что энергия, используемая для распространения возбуждения, не поставляется раздражением, а вырабатывается самим нервным волокном. Основной единицей информации является потенциал действия, который длится примерно 1 мс, со скоростью распространения 1 – 100 м/сек. Его амплитуда равна 110 мВ. Вслед за импульсом наступает абсолютный рефрактерный период (АРП), во время которого никакое повторное раздражение, независимо от его силы, не может вызвать второго импульса. Длительность АРП примерно равна длительности основной части потенциала

действия. Нормальные рабочие пределы частоты импульсов у высокоорганизованных биообъектов 5 – 100 имп/сек.

Медленно нарастающий ток возбуждения не в состоянии вызвать потенциала действия, поскольку большинство нервов при этом переходит в рефракторное состояние, не генерируя потенциала действия.

В наибольшей степени информационные возможности нервной проводимости учтены в методических основах электростимуляции биологически активных точек (БАТ). Из большого числа указанных методов приоритетным является метод, разработанный германским врачом, доктором медицины Р. Фоллем – электроакупунктура по Фоллю (ЭАФ). Терапевтические возможности ЭАФ [11] позволяют врачу проводить лечение с седативным или тонизирующим эффектом, путём применения импульсных токов различной формы и интенсивности с регулируемой частотой следования от 0,1 Гц до 10 Гц с шагом 0,01 Гц.

При технической реализации генератора подобной сверхнизкой частоты используется кварцевый опорный генератор, обеспечивающий частотную стабильность. Требуемая частота следования импульсов формируется числовым способом с шагом 0,005 Гц по методу двойного кодирования, что снижает уровень матричного представления сетки частот, и применением делителей частоты с переменными дробными коэффициентами деления (ДПДКД).

Шаг делителя частоты находится из выражения

$$\Omega_1 = (\omega_{\max} - \omega_{\min}) / L - 1,$$

где ω_{\max} , ω_{\min} – максимальная и минимальная частоты следования импульсов; L – ёмкость счётчика.

Коэффициент деления равен числу входных импульсов, переводящих схему из неопознанного состояния в опознаваемое:

$$K_d = K_{\text{оп}} - K_{\text{сб}},$$

где $K_{\text{оп}}$ – число максимального отсчёта; $K_{\text{сб}}$ – число сброса в исходное состояние.

При изменении коэффициента деления автоматически учитывается изменение $K_{\text{сб}}$ и $K_{\text{оп}}$.

Для увеличения быстродействия делителя используется счёт от предварительно установленного числа до полного насыщения делителя, вместо способа счёта от начала линейки к её концу.

Под действием импульса записи все декады устанавливаются в положение, соответствующее подаче на их счётный вход определённого числа импульсов (10^{11}). Затем разряды дополняются до полного насыщения

входными счетными импульсами. В момент заполнения всех декад устройство опознавания (схема И с числом входов, равным n) выдаёт импульс предварительной записи, и цикл повторяется. Коэффициент деления для декад равен:

$$K_g = (g - a_n)10^{n-1} + (g - a_{n-1})10^{n-2} + \dots + (g - a_1)10^0,$$

где a_1, a_2, \dots, a_n – значащие цифры разрядов числа, предварительно установленного в делителе.

Поскольку быстродействие такого ДПДКД заведомо меньше быстродействия счётного тракта из-за необходимости сброса, то в схему требуется ввести дополнительный ДПДКД, работающий в те моменты, когда основной устанавливается в начальное состояние. Вследствие чего, учитывая, что T_n – время переключения триггера в тракте счёта, T_g – время перехода схемы в исходное состояние, а K_g – ёмкость дополнительного тракта счёта, получим

$$T_n + T_g \leq K_g \cdot T_{\min},$$

где T_{\min} – минимальный период следования импульсов.

Существующий арсенал приборов для нейростимуляции не позволяет контролировать сверхнизкочастотный синтезируемый сигнал по частоте. В связи с чем в разрабатываемый прибор предлагается ввести электронный частотомер по принципу заполнения временных интервалов синтезируемого сигнала мерными импульсами и затем высвечивающий на индикаторе реально измеренную частоту редко повторяющихся импульсов синтезированного сигнала. Последнее позволит даже при сбоях в делителях частоты подобрать по показаниям частотомера необходимый частотный параметр, что исключит работу прибора в режиме неопределённой частоты.

Чтобы не возникало систематической погрешности измерения, запуск генератора мерных импульсов осуществляется фронтом низкочастотных импульсов. Ошибка из-за нестабильности генератора опорной частоты исключается применением единого кварцевого генератора.

С учётом вышесказанного количество импульсов измеряемой частоты в промежутке времени измерения $T_{\text{изм}}$ будет определяться следующей формулой:

$$N = [(T_{\text{изм}} + \xi_1 + \xi_2)/T_x],$$

где ξ_1 – результирующая ошибка квантования; ξ_2 – результирующая ошибка канала преобразования; T_x – измеряемый интервал.

Систематические ошибки ξ_1 и ξ_2 корректируются автоматически, т.к. берётся отношение двух величин и, следовательно, оно является инвариантным относительно значений опорного и измеряемого сигнала.

Выводы. Проанализированы существующие средства нейростимуляции. Показано, что в настоящее время нет обобщённой методики проведения указанных процессов, а есть только узкоспециализированные системы чресконечной стимуляции. Выявлены твёрдо установленные принципы возбуждения нервной проводимости и в результате обоснованно привлечен наиболее приоритетный метод ЭАФ, удовлетворяющий в основном требованиям медико-физиологической практики. Разработаны методы формирования необходимых при этом электрических сигналов с использованием процессорных средств, что позволит рассмотренную терапию ввести в интегрированный комплекс сочетанного электромагнитного воздействия на биообъекты.

В перспективе дальнейших исследований разработка методов электростимуляции адекватных проводимости нервных путей.

Список литературы: 1. Гусев В.Г. Информационные свойства электрических параметров кожного покрова. – Уфа: Гилем, 1998. – 173 с. 2. Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б., Уколова М.А. Адаптационные реакции и резистентность организма. – Ростов-на-Дону: Изд-во Ростовского ун-та, 1990. – 224 с. 3. Волобуев А.Н., Жуков Б.Н. и др. Спинальные механизмы влияния постоянного магнитного поля на перенос нервного импульса // Магнитология. – 1993. – 31. – С. 3–7. 4. Беркутов А.М., Кирилов Ю.Б., Прошин Е.М. Современные тенденции и проблемы управления здоровьем // Вестник новых медицинских технологий. – 1995. – Т. II, № 3 – 4. – С. 98 – 104. 5. Южаков А.М., Днеетрова Г.И., Зуева М.В. Применение метода чрескожной электростимуляции при различной глазной патологии // Проблемы нейрокибернетики. – Ростов-на-Дону. – 1992. – С. 119 – 120. 6. Дальдин А.С. О метаболических сдвигах в организме при послеоперационной электроанальгезии // Актуальные вопросы разработки аппаратуры и методов электронейростимуляции в медицине. – Куйбышев. – 1990. – С. 6 – 8. 7. Калакутский Л.И., Дильдин А.С., Манелис Э.С. Опыт разработки и клинического применения аппаратуры «ЭЛИМАН» // Актуальные вопросы разработки аппаратуры и методов и методов электронейростимуляции в медицине. – Куйбышев. – 1990. – С. 12 – 14. 8. Калакутский Л.И., Вейнер В.А., Карпунин В.А. и др. Противоболевой чрескожный электростимулятор «Элиман - 101» // Медицинская техника. – 1983. – № 2. – С. 50 – 52. 9. Калакутский Л.И., Карпунин В.А., Дильдин А.С. Двухканальный противоболевой электростимулятор «ЭЛИМАН-206» // Медицинская техника. – 1985. – 32. – С. 16 – 19. 10. Шахов Е.П., Огузцов Ю.Н., Схиладзе А.А. и др. Двухканальный электростимулятор для подавления боли «Дельта 102» // Медицинская техника. – 1985. – №6. – С. 45 – 48. 11. Фоль Р. Двадцатилетние итоги лечения электроakupунктурой с использованием низкочастотных импульсов тока. – Харьков: ЭМУШ. – 1993. – 95 с.

Поступила в редакцию 27.09.2004